

Rec'd PCT/PTO

05.09.03  
04 MAR 2005日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて  
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed  
with this Office.

出願年月日  
Date of Application: 2002年 9月 5日

application as filed	
REC'D 23 OCT 2003	
WIPO	PCT

出願番号  
Application Number: 特願 2002-260300  
[ST. 10/C]: [JP 2002-260300]

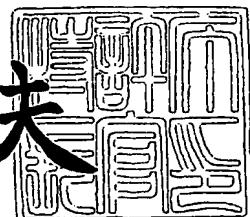
出願人  
Applicant(s): 株式会社日立メディコ  
株式会社日立製作所

PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年10月9日

特許長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願  
【整理番号】 H02026  
【提出日】 平成14年 9月 5日  
【あて先】 特許庁長官殿  
【国際特許分類】 A61B 6/00  
A61B 5/00  
G01N 21/27

## 【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 川崎 真護

## 【発明者】

【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所 基礎研究所内

【氏名】 田中 尚樹

## 【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ

## 【特許出願人】

【識別番号】 000005108

【氏名又は名称】 株式会社 日立製作所

## 【代理人】

【識別番号】 100099852

【弁理士】

【氏名又は名称】 多田 公子

## 【選任した代理人】

【識別番号】 100099760

【弁理士】

【氏名又は名称】 宮川 佳三

## 【手数料の表示】

【予納台帳番号】 035725

【納付金額】 21,000円

## 【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】明細書

【発明の名称】生体光計測装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の複数の測定点における通過光強度を計測し、測定点毎の通過光強度に対応する信号を測定チャンネル毎の測定データとして出力する光計測部と、光計測部からの測定データを処理し、被検体に所定の課題を与えた時の生体反応を画像化する信号処理部と、前記信号処理部の処理結果を表示するとともに前記信号処理部の処理に必要な指令を送る入出力部とを備えた生体光計測装置において、

前記信号処理部は、測定データに主成分解析を行い、課題を与えたときの生体反応を最も反映する代表信号を抽出する手段を備えたことを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の生体光計測装置であって、

前記信号処理部は、測定データに主成分解析を行い、1以上の代表信号と代表信号の各測定チャンネルにおける重みを算出し、前記代表信号と課題を与えたときの通過光パターンを表す参照応答信号との相関を取り、前記代表信号のうち課題を与えたときの生体反応を最も反映する代表信号を課題関連信号として抽出することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の生体光計測装置であって、

前記信号処理部は、主成分解析により算出した代表信号の波形と前記代表信号の各測定チャンネルにおける重みを前記入出力部に表示させることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 4】

請求項 2 又は 3 記載の生体光計測装置であって、

前記信号処理部は、代表信号と参照応答信号との相関を算出した結果を、前記代表信号の波形とともに表示することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 5】

請求項2ないし4いずれか1項記載の生体光計測装置であって、前記信号処理手段は、前記入出力手段から前記課題の条件を受け付け、条件に応じた参照応答信号を作成することを特徴とする生体光計測装置。

#### 【請求項6】

請求項2ないし5いずれか1項記載の生体光計測装置であって、前記信号処理手段は、測定チャンネルを複数のグループに分け、課題関連信号として選択された代表信号について、前記グループ毎に各測定チャンネルにおける重みの平均値を算出し、グループにおける課題応答の優位度を表示することを特徴とする生体光計測装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明の属する技術分野】

生体内部の情報を光を用いて計測する生体光計測装置に関し、特に課題負荷時の生体内反応部位の特定を正確且つ容易にすることが可能な生体光計測装置に関する。

##### 【0002】

##### 【従来の技術】

生体光計測装置は、可視から赤外領域の波長の光を生体に照射し、生体から反射された光を検出することで生体内部を計測する装置であり、生体内部の血液循環や血行動態、ヘモグロビン等の血中光吸収物質の変化を、簡便に、被検者に対して低拘束でかつ生体に害を与えずに計測できることから臨床への応用が期待されている。このような生体光計測装置は、例えば特開昭57-115232号あるいは特開昭63-275323号に記載されている。

##### 【0003】

生体光計測装置では、測定結果であるヘモグロビン変化は、時間的変化を示すグラフや測定領域における変化の空間分布を等高線状の画像（トポグラフィ）として表示される。さらに変化量に応じて赤や青で色分けした表示も実用化されている。

生体光計測装置の臨床上の応用例として、てんかん焦点の特定や、てんかん術

前検査としての言語野領域同定があるが、言語野領域同定検査は、てんかん焦点部位切除に伴う脳機能損傷を低く押さえる意味で非常に重要な検査であり、正確な領域同定の技術が求められている。

#### 【0004】

生体光計測装置を用いた言語野領域同定検査は、例えば、E. Watanabe： Neuroscience Letter 256(1998)49-52に報告されており、ここでは、言語刺激負荷に対する左右側頭葉のヘモグロビン変化信号を計測し、得られたヘモグロビン変化信号の領域間信号強度を比較することにより、言語野領域を同定している。

また本出願人らは、生体光計測における利便性と計測の客観性等を改善し、言語野領域同定にも好適な生体光計測装置を開発している（特開平11-311599号公報、国際公開02/32317号）。

#### 【0005】

##### 【発明が解決しようとする課題】

上述のように、言語野領域同定のような脳内活動領域の特定では正確な位置を診断できるようにすることが重要であり、生体光計測装置としては、正確な情報を診断しやすい情報として提供することが求められる。しかし、言語野領域同定の際に計測されたヘモグロビン変化信号には、言語野を特定するための課題を負荷することによりもたらされる脳内活動以外の脳内活動信号も多く重畳しており、領域間信号強度の比較により負荷課題に対する脳内活動部位を同定することが困難な場合があった。

#### 【0006】

また生体光計測装置の表示としても、測定チャンネル毎のヘモグロビン変化信号のタイムコース表示やトポグラフィのみでは、特定の活動領域を容易に把握することが困難な場合があった。

そこで本発明は、計測されたヘモグロビン変化信号から目的とする脳内活動信号のみを取り出すことができ、これによって正確な脳内活動部位を特定することができる生体光計測装置を提供することを目的とする。また本発明は、生体光計測装置において解析された結果を、脳内活動部位を容易に特定しやすい情報として提供することができる生体光計測装置を提供することを目的とする。

**【0007】****【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するために本発明は、生体光計測装置の信号処理部の機能として、計測された信号に対し主成分解析を施す機能を加えることにより、計測された信号から負荷課題に対応した信号のみを抽出することを可能にし、これにより言語野領域同定等臨床応用において、領域間信号強度を有効に比較し、脳内活動部位を正確に同定することができる装置を提供するものである。

**【0008】**

即ち、本発明の生体光計測装置は、被検体の複数の測定点における通過光強度を計測し、測定点毎の通過光強度に対応する信号を測定チャンネル毎の測定データとして出力する光計測部と、光計測部からの測定データを処理し、被検体に所定の課題を与えた時の生体反応を画像化する信号処理部と、前記信号処理部の処理結果を表示するとともに前記信号処理部の処理に必要な指令を送る入出力部とを備え、前記信号処理部は、測定データに主成分解析を行い、課題を与えたときの生体反応を最も反映する代表信号を抽出する手段を備えたことを特徴とする。

より具体的には、信号処理部は、測定データに主成分解析を行い、1以上の代表信号と代表信号の各測定チャンネルにおける重みを算出し、前記代表信号と課題を与えたときの通過光パターンを表す参照応答信号との相関を取り、前記代表信号のうち課題を与えたときの生体反応を最も反映する代表信号を課題関連信号として抽出する。

**【0009】**

本発明の生体光計測装置によれば、課題を与えたときの生体反応を最も反映する代表信号を課題関連信号として抽出できるので、この課題関連信号の各測定チャンネルにおける重み、即ち存在頻度を比較することにより、正確に課題に対し最も反応のあった活動部位(課題が言語刺激であれば言語野)を特定することができる。

**【0010】**

本発明は、上記生体光計測装置であって、さらに表示機能の改良された生体光計測装置を提供する。即ち、本発明の生体光計測装置は、信号処理部において主

成分解析により算出した代表信号の波形と代表信号の各測定チャンネルにおける重みを入出力部に表示させることを特徴とする。また本発明の生体光計測装置は、代表信号と参照応答信号との相関を算出した結果を、前記代表信号の波形とともに表示する。

この生体光計測装置によれば、ユーザーは代表信号波形が表示された画面において、代表信号のうち参照応答信号と最も相関の高い代表信号である課題関連信号を識別することができ、さらに課題関連信号の各測定チャンネルにおける重みから課題に対し最も反応した部位（相当する測定チャンネル）を識別できる。

#### 【0011】

さらに好適な本発明の生体光計測装置は、信号処理手段が、入出力手段から課題の条件を受け付け、条件に応じた参照応答信号を作成する。この生体光計測装置によれば、課題に応じて適切な反応パターンである参照応答信号を用いることができるので、課題関連信号を抽出する際の正確性を向上することができる。

さらに好適な本発明の生体光計測装置では、信号処理手段は、測定チャンネルを複数のグループに分け、課題関連信号として選択された代表信号について、前記グループ毎に各測定チャンネルにおける重みの平均値を算出し、グループにおける課題応答の優位度を表示する。

#### 【0012】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を詳細に説明する。尚、以下の説明では、生体光計測の対象をヘモグロビン量（酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、ヘモグロビン全量を含む）とするが、本発明の生体光計測装置は、ヘモグロビンのみならず近赤外に吸収を有するチトクローム等の生体内物質を対象とすることが可能である。

#### 【0013】

図1は、本発明が適用される生体光計測装置の概略構成を示す図である。この生体光計測装置は、主として、生体に近赤外光を照射する光源部10と、生体通過光を計測し、電気信号に変換する光計測部20と、光計測部20からの信号をもとに生体情報、具体的には血中ヘモグロビン濃度変化を計算し、結果を表示する信号

処理部30とを備えている。さらにこの生体光計測装置は、光源部10からの光を誘導する光ファイバの先端を被検者の計測位置に接触させるとともに、被検者からの透過光を光計測部20に誘導する光ファイバの先端を被検者の計測位置に接触させるために、これら光ファイバ先端が固定される装着具（光ファイバ先端と合わせて計測プローブという）40を備えている。

#### 【0014】

光源部10は、可視光から赤外の波長領域内の複数の波長、例えば780nm及び830nmの光をそれぞれ放射する半導体レーザ11と、これら2波長の光を複数の異なる周波数で変調するための変調器を備えた複数の光モジュール12と、光照射用の光ファイバ13とからなる。半導体レーザ11から放射された2波長の光は、混合された後、各光モジュール毎に異なる周波数に変調されて、光ファイバ13を通って、被検者の検査部位に照射される。

#### 【0015】

光計測部20は、検出用光ファイバ21に接続され、検出用光ファイバ21が誘導する光を光量に対応する電気信号に変換するフォトダイオード22等の光電変換素子と、フォトダイオード22からの電気信号を入力し、照射位置及び波長に対応した変調信号を選択的に検出するためのロックインアンプ23と、ロックインアンプ23からの信号をA/D変換するA/D変換器24とからなる。ロックインアンプ23は、少なくとも計測すべき信号の数と同数のロックインアンプからなる。

#### 【0016】

プローブ40は、3×3、4×4などの適当な大きさのマトリックスに、照射用光ファイバ先端と検出用光ファイバ先端とが交互に配列するように光ファイバ接続用のソケットを配置したものである。検出用光ファイバによって検出される光は、それと隣接する4つの照射用光ファイバから照射されて生体を透過した光を混合したものであり、ロックインアンプ23でこれら照射用光ファイバによって異なる変調信号を選択検出することにより、検出用光ファイバ先端と、隣接する照射用光ファイバ先端との間の点（計測点）の情報を得ることができる。これら計測点はロックインアンプ23が検出するチャンネルに対応し、例えば3×3のマトリックスのプローブでは、光照射位置と検出位置との間の計測点が12となり、チ

チャンネル数12の光計測を行うことができる。

#### 【0017】

信号処理部30は、装置全体の制御を行う制御部31を介して光計測部20と接続され、光計測部20から送られる電圧信号（デジタル信号）を処理し、生体情報を表す信号、具体的には計測部位のヘモグロビン濃度を表すヘモグロビン変化信号への変換や、トポグラフィ像の作成を行う。この生体光計測装置には、さらに、光計測部20から送られるデジタル信号や信号処理後のデータを記憶する記憶部32と、信号処理部30における処理結果を表示するとともに計測や信号処理に必要な指示を制御部31に入力するための入出力部33とを備えている。信号処理部30は、上述した画像作成等の機能のほかに、各計測チャンネルで計測されたヘモグロビン変化信号から、計測時に被検体に対し与えられた課題（負荷）の特徴を表す信号（課題関連信号）を抽出したり、この課題関連信号をもとに課題に対して最も反応のあった計測部位（チャンネル）を算出したりする機能を備えている。

#### 【0018】

このような構成の生体光計測装置において、生体光計測は、照射用光ファイバ13によって異なる周波数で変調された光を、生体に装着したプローブから照射するとともに、生体を透過し、検出用光ファイバ21によって誘導された光を各フォトダイオード22で電気信号に変換し、それを照射位置及び検出位置の中間点である計測点毎に検出し、計測部位の血中ヘモグロビン濃度に変換したヘモグロビン変化信号を得ることにより行われる。計測した各測定点のヘモグロビン変化信号は、信号処理部30において種々の解析を施され、その結果が入出力部33のモニターに表示される。

#### 【0019】

次にこのような生体光計測装置において、所定の課題に対する生体の反応部位を特定するための手順を図2のフローチャート図を参照して説明する。以下の説明では、てんかん術前検査として有用な言語野領域同定の手順を実施例として説明する。

#### 【0020】

まず左右側頭葉の言語野領域に光計測装置のプローブを装着する（ステップ20

1)。図3にプローブ装着の様子を示す。図示するように、本実施例では光照射用ファイバ先端と光検出用ファイバ先端を3×3のマトリックスに配置したチャンネル数12のプローブ301、302を、左右の側頭葉にそれぞれ装着している。装着が完了したならば計測を開始し、被検者に対し所定の課題を与えながらヘモグロビン変化信号を取得する（ステップ202）。ここでは、言語野領域同定を目的としているので、課題としては、しりとりなどの言語刺激負荷を与える。課題は、診断に応じて視覚刺激、痛み刺激などに変えることもできる。負荷は、言語刺激の印加区間（負荷区間）と休憩区間（無負荷区間）とから成る1セットを繰り返し与える。

### 【0021】

ヘモグロビン変化信号は、負荷を与えない状態で計測した信号と負荷開始後に計測した信号との差信号であり、左右プローブの各チャンネル1～24のそれぞれについて1セット分のヘモグロビン変化信号が表示される。言語刺激を繰り返し行なう場合、即ち複数セットのヘモグロビン変化信号が時系列的に得られる場合には、最新の情報或いは加算平均したものが表示される。

### 【0022】

図4に表示画面の一例を示す。図示するように、ヘモグロビン変化信号401は、時間軸を横軸として強度変化を示すグラフとして、チャンネル毎に表示される。またグラフ中に刺激開始点402と刺激終了点403とが縦線で示されている。さらにこの画面では、次の処理を行なう指令を制御部31及び信号処理部30に送るための各種指令ボタン「CalcPCA」404、「Reference Graph」405等が設けられている。このような指令ボタンは、それ以降に表示される画面上にも常時設けられている。

### 【0023】

信号処理部30は、ステップ202で計測された各チャンネルのヘモグロビン変化信号に対して主成分解析処理を行い、所定の寄与率以上の代表信号を算出する（ステップ203）。このような主成分解析処理は、例えば、図4の画面の「Calc PCA」ボタン404を押すことにより実行される。主成分解析は、高次元のデータを情報をできるだけ失うことなくより少ない次元に縮約する手法であり、ここでは図

5で示すように、時間及びチャンネル番号を軸とするヘモグロビン信号強度からなる測定データを、チャンネル軸の次元（24チャンネル）を縮約して、より少ないチャンネルのデータに変換する。

#### 【0024】

寄与率は、主成分解析で抽出された主成分（代表信号）が計測データに含まれる特徴をどの程度表現しているかを示す指標であり、主成分解析において「主成分の分散が分散の総和に占める割合」を算出することにより求められる。ここでは寄与率が例えば90%以上となる代表信号を抽出する。

#### 【0025】

このような主成分解析の結果を表示した画面の一例を図6に示す。図示するように本実施例では、代表信号として、2種類の信号601、602が抽出され、表示されている。これら2種類の信号で計測データを90%以上説明できているため、3番目の代表信号は抽出されない。

#### 【0026】

主成分解析において、測定データのチャンネル軸を縮約して代表信号を抽出する際に、各チャンネルに乘せられる結合係数が算出されるが、この結合係数は代表信号の各チャンネルにおける重み、即ち存在頻度に対応するものである。代表信号601、602について算出された重み607、608は、代表信号とともに表示される。図6に示す例では、重みはチャンネル毎の棒グラフとして表示されている。この重みは、後に課題に対し最も反応のあった部位（チャンネル）を特定するのに使用される。

#### 【0027】

次に信号処理部30は、算出された代表信号601、602について、与えられた課題すなわち言語刺激に対する一般的なヘモグロビン変化信号パターンとの相関を取り、課題関連信号を抽出する（ステップ205）。課題に対する一般的なヘモグロビン変化信号パターンは、経験的、実験的な値から求められたものであり、例えば言語刺激に対するヘモグロビン変化は、刺激開始から10秒程度で上昇し、刺激終了から10秒程度で減少する台形パターンであることが知られている。このようなヘモグロビン変化信号パターンは、課題の印加パターンが固定されている場合

には予め記憶部32に記憶させておいてもよいが、本実施例では、任意に設定された印加パターンに対応して、ユーザーが課題に対するヘモグロビン変化信号パターンを作成する場合を説明する。

#### 【0028】

ヘモグロビン変化信号パターンの作成は、例えば、図6に示す画面の「Reference Graph」ボタン405を押すことにより実行される（ステップ204）。図7に、言語刺激に対する一般的なヘモグロビン変化信号パターンである言語参照応答信号701を作成する画面の一例を示す。この画面では、刺激開始からヘモグロビン変化の遅延時間の入力を促す窓705が設けられており、ここに負荷に応じた遅延時間を入力すると、刺激開始点702と刺激終了点703を1とした矩形波に対して、入力された遅延時間705を持った台形波が、言語参照応答信号701として生成される。生成された言語参照応答信号701は、図6に示す代表信号601～603のグラフ上に重ねて表示される（図6中、言語参照応答信号は605で示す）。なお、言語参照応答信号作成ステップ204は、代表信号との相関を算出するステップ205以前に行なっていれば良く、計測の開始に先立って行なっても良いし、計測開始後に行なっても良い。

#### 【0029】

代表信号601～603と言語参照応答信号701との相関を算出した結果は代表信号のグラフとともに表示される。図6に示す表示例では、グラフの右端部に611、612、613として表示されている。この表示結果を見ると、代表信号601との相関値が0.88、代表信号602との相関値が0.14となっており、2つの代表信号のうち相関値の高い信号601が言語関連信号だと分る。なお、この場合、代表信号601が言語関連信号であることをわかりやすくするために、相関値を算出後、相関値の最も高い信号601の色を変えて、例えば赤色で表示するようにしてもよい。これによりユーザーが一目で言語関連信号を確認することができる。

#### 【0030】

既に説明したように、代表信号のグラフを示す画面には、各代表信号について、そのチャンネル毎の重み607～609を算出した結果が棒グラフとして表示されている。そこで、言語関連信号である代表信号601に対応する各チャンネルの重み6

07を見て、重みが最も高いチャンネルを特定する（ステップ206）。このチャンネルが言語課題により最も反応のあった脳内活動部位に相当する。図示する例では、チャンネル8の重みが最も高いことが分る。これにより、言語課題により最も反応のあった脳内活動部位は左側頭葉のチャンネル8に相当する位置であると診断することができる。この場合にも、最も重みが高いチャンネルに相当する棒グラフの色を他の部分と異ならせたり、白黒を反転させたりすることによって、確認を容易にすることができます。また図3に示すようなプローブの装着状態を示す画面をウィンドウ表示し、該当するチャンネルに上述したような識別しやすい表示を施しても良い。

### 【0031】

このように本実施形態によれば、計測されたヘモグロビン変化信号が表示された後（ステップ202の後）、それと同一画面に表示された「CalcPCA」ボタンを押すことにより代表信号の抽出、代表信号と重みの表示、さらに予め設定された参考応答信号との相関から求めた課題関連信号の表示がなされるので、課題関連信号について各チャンネル毎の重みを見ることにより、容易に課題に対し最も反応のあった活動部位を特定することができる。

ところで言語野領域同定に限らず一般に脳内活動部位を特定する場合、左右半球のいずれの優位性の度合いが必要な場合がある。本実施形態の生体光計測装置では、このような半球優位度決定の機能を備えることも可能である。

### 【0032】

半球優位度決定機能を実行するためのフローチャートを図8に示す。図8に示すステップ801～805は、図2のステップ201～205と同じである。即ち、左右側頭葉の言語野にプローブを装着し（ステップ801）、被検体に所定の条件で課題を加えながら各チャンネルのヘモグロビン変化信号を計測する（ステップ802）。次いで各チャンネルのヘモグロビン変化信号に対して主成分解析を行い、代表信号を算出するとともに、主成分解析によって算出された、各チャンネルの固有ベクトル値を代表信号の各チャンネルにおける重み（存在頻度）として表示する（ステップ803）。次いでステップ803で算出された代表信号について、図2の実施例と同様に、課題に対する典型的な反応パターンである課題参考応答信号（ステッ

804で生成)との相関を算出し、課題関連信号を抽出する(ステップ805)。

#### 【0033】

こうして課題関連信号(即ち、算出された相関値が最も高い代表信号)が抽出されたならば、この課題関連信号について左右のチャンネル毎に重みの平均値を求め、表示する(ステップ806)。重みの平均値は、例えば図6に示すように各チャンネルの重みを示す棒グラフの下部に数値として表示される。図示する例では、左半球のチャンネル1～12の重みの平均値614は0.25であり、右半球のチャンネル13～24の重みの平均値615は0.125である。尚、ここではチャンネル毎の重みの平均値を算出しているが、絶対値を適用した重み平均値、又は負符号のみの重み平均値、指定閾値以上又は以下の重み平均値などを算出、表示するようにしてよい。

#### 【0034】

左右脳活動の半球優位度LI(Laterality Index)は、このような左右半球の重みの平均値614、615を用いて、下記式により算出することができる(ステップ807)。

#### 【0035】

##### 【数1】

$$LI = (A_l - A_r) / (A_l + A_r)$$

式中、 $A_l$ は左半球の重みの平均値、 $A_r$ は右半球の重みの平均値である。

こうして求められた優位半球度LIは、図示していないが、例えば図6に示す左右の重みのグラフの中央に「 $LI=0.33$ 」というように表示される。

#### 【0036】

なお、以上の説明では、左右の側頭葉にプローブを装着して計測し、左右の優位度を判定する場合を説明したが、脳の活動領域を更に分けて計測し、その優位度を判定することも可能である。また以上の説明では、言語野領域同定を主として説明したが、課題として視覚刺激を与え、視覚野を同定するなど、言語野以外の領域を同定することも可能である。

#### 【0037】

##### 【発明の効果】

本発明の生体光計測装置によれば、生の計測データから課題に起因する脳内活動信号(課題関連信号)のみを抽出し、それと最も相関のあるチャンネルを特定することができるので、正確に最も反応のあった脳内活動部位を特定することができる。また本発明の生体光計測装置によれば、解析結果である課題関連信号や課題関連信号の各チャンネルにおける存在頻度をユーザーが確認しやすい状態で表示するようにしたので、視覚的に容易に脳内活動部位を診断することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用される生体光計測装置の全体概要を示すブロック図

【図2】本発明の生体光計測装置を用いた言語優位半球同定診断のフローチャート図

【図3】頭部を測定対象とした場合のプローブの装着状態を示す図

【図4】言語刺激負荷に対するヘモグロビン変化信号の測定結果を表示した画面の一例を示す図

【図5】測定したヘモグロビン変化信号について行なう主成分解析を説明する図

【図6】測定したヘモグロビン変化信号を主成分解析した結果を表示した画面の一例を示す図

【図7】ヘモグロビン変化信号の解析に用いる参照応答信号を作成するための画面の一例を示す図

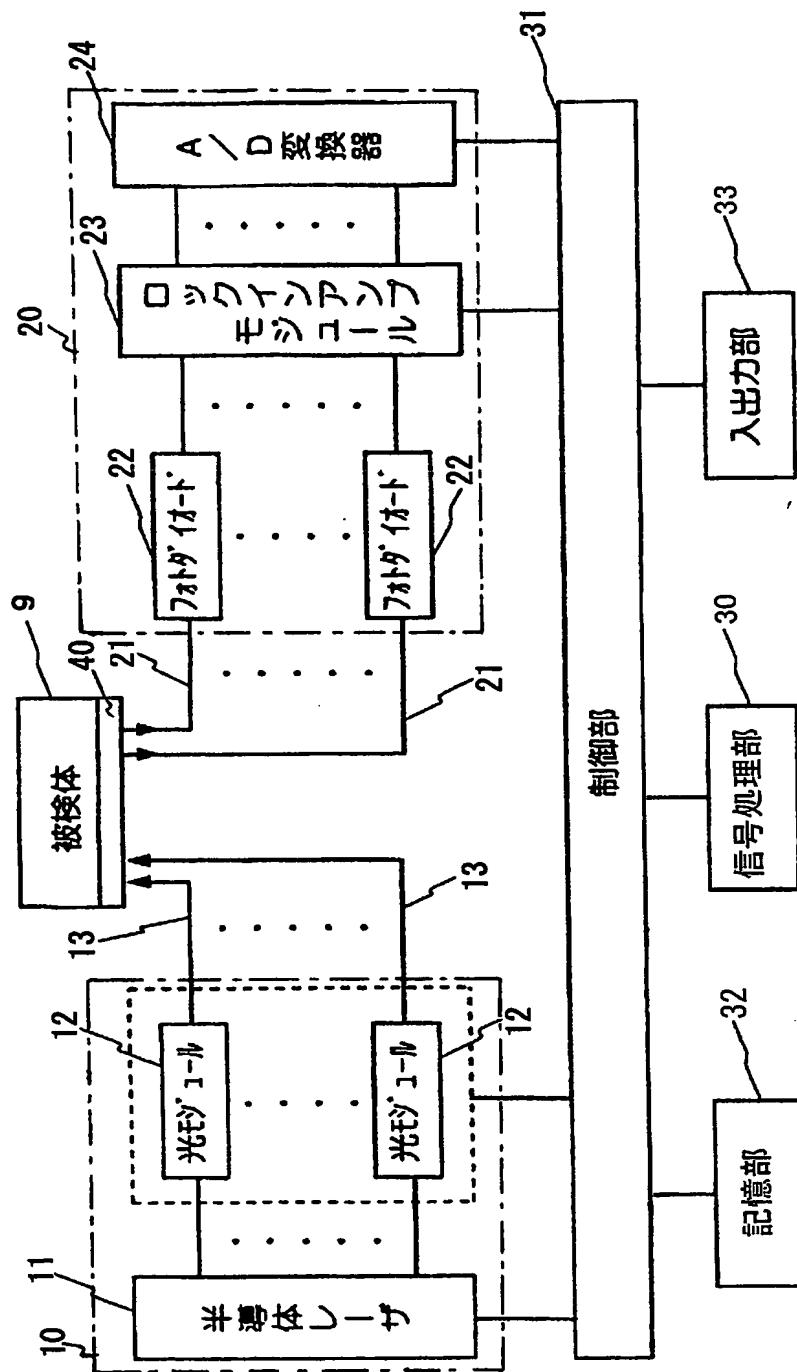
【図8】本発明の生体光計測装置を用いた言語優位半球同定診断のフローチャート図

【符号の説明】

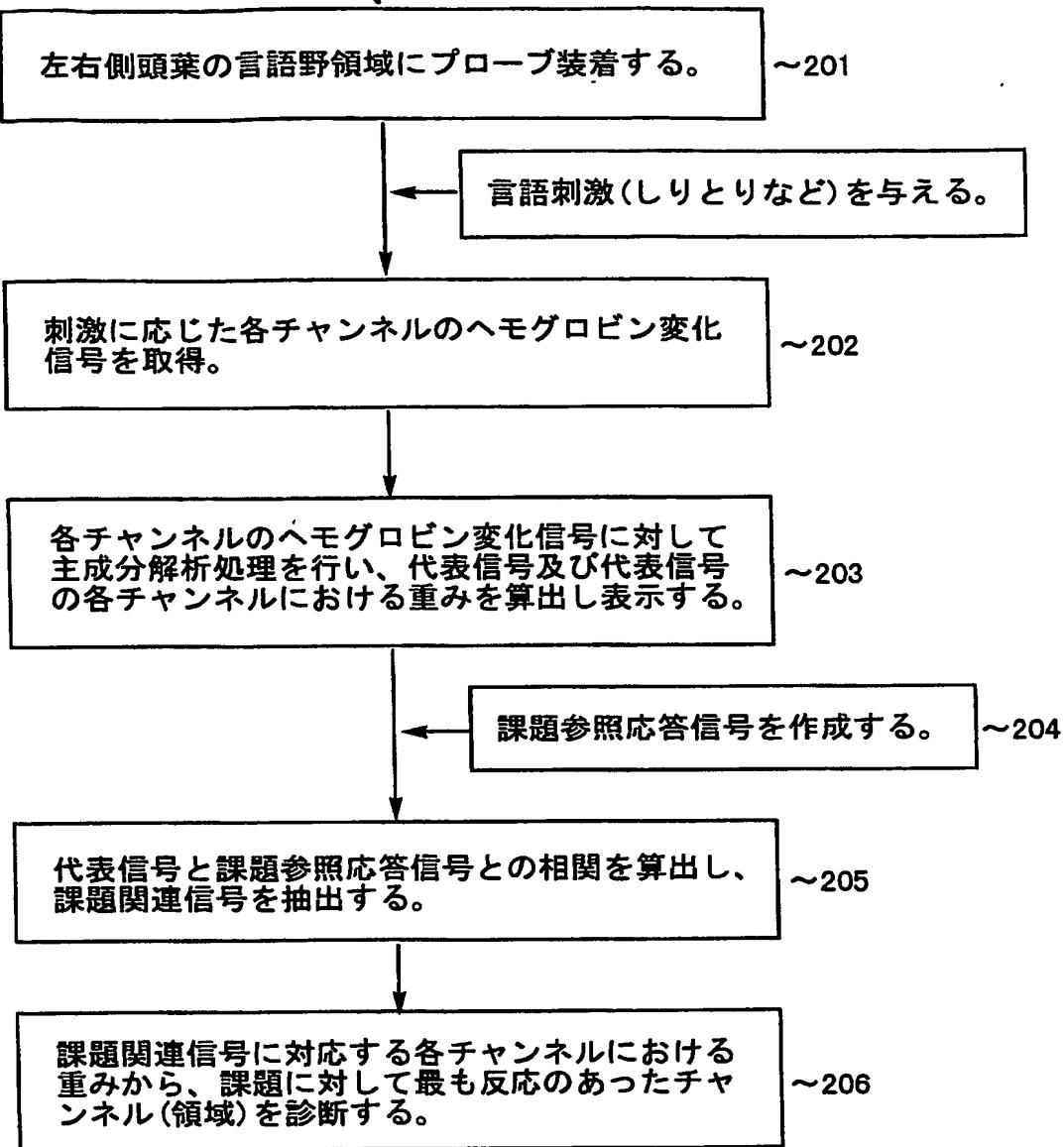
9…被検体、10…光源部、20…光計測部、33…信号処理部、34…入出力部、40…プローブ

【書類名】 図面

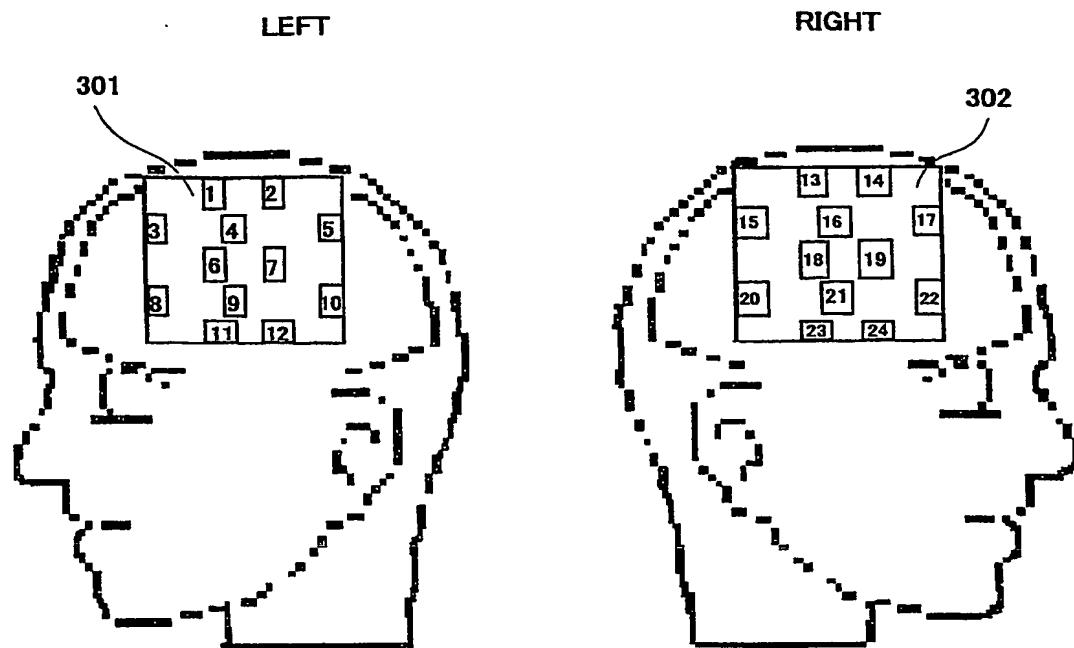
【図1】



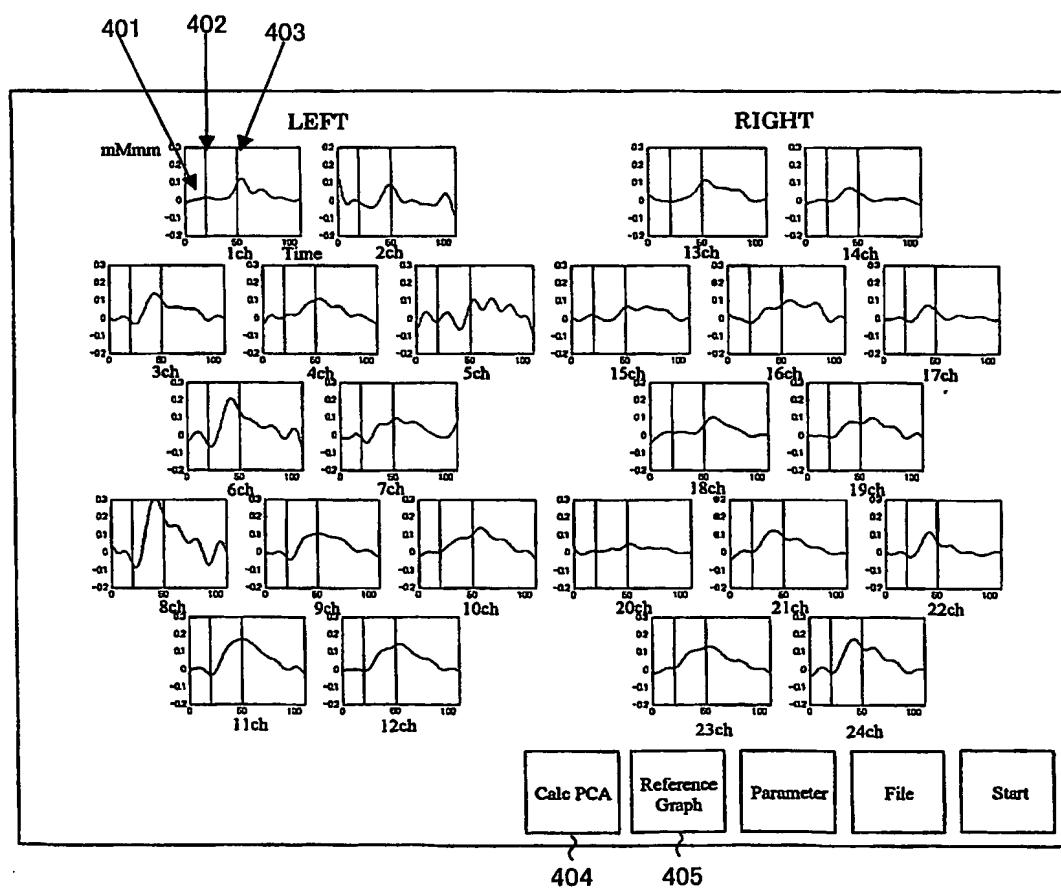
【図2】



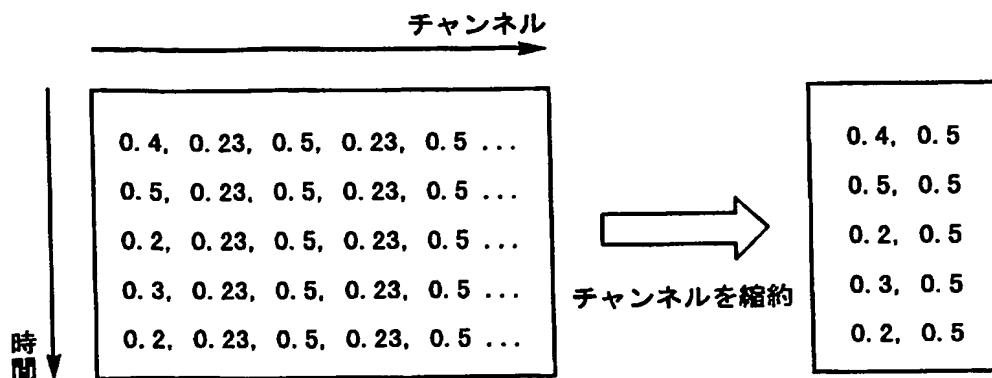
【図3】



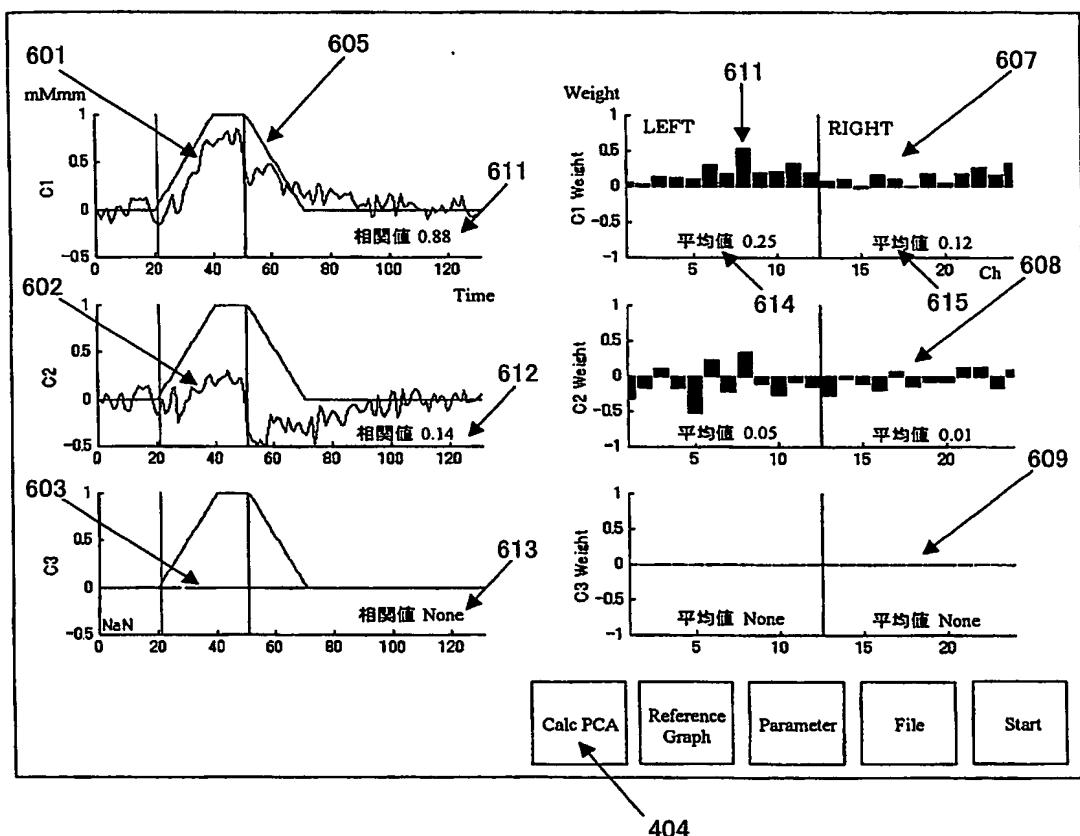
【図4】



【図 5】

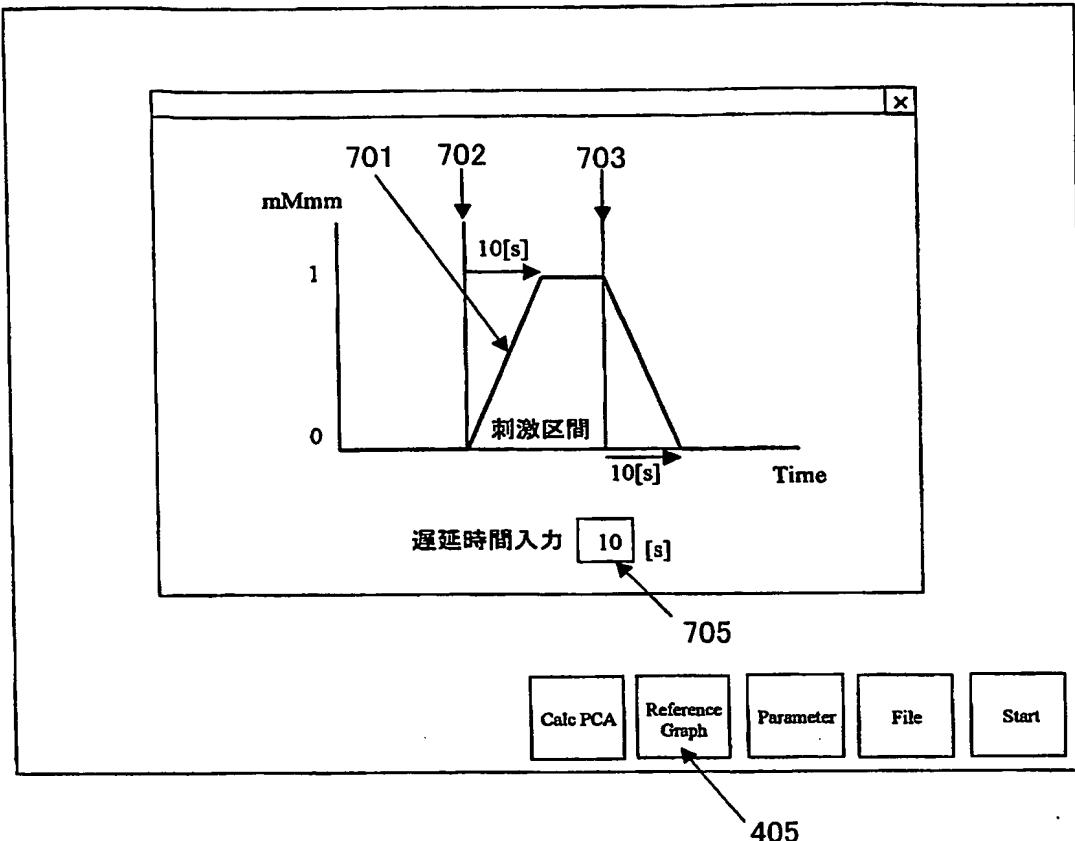


【図 6】

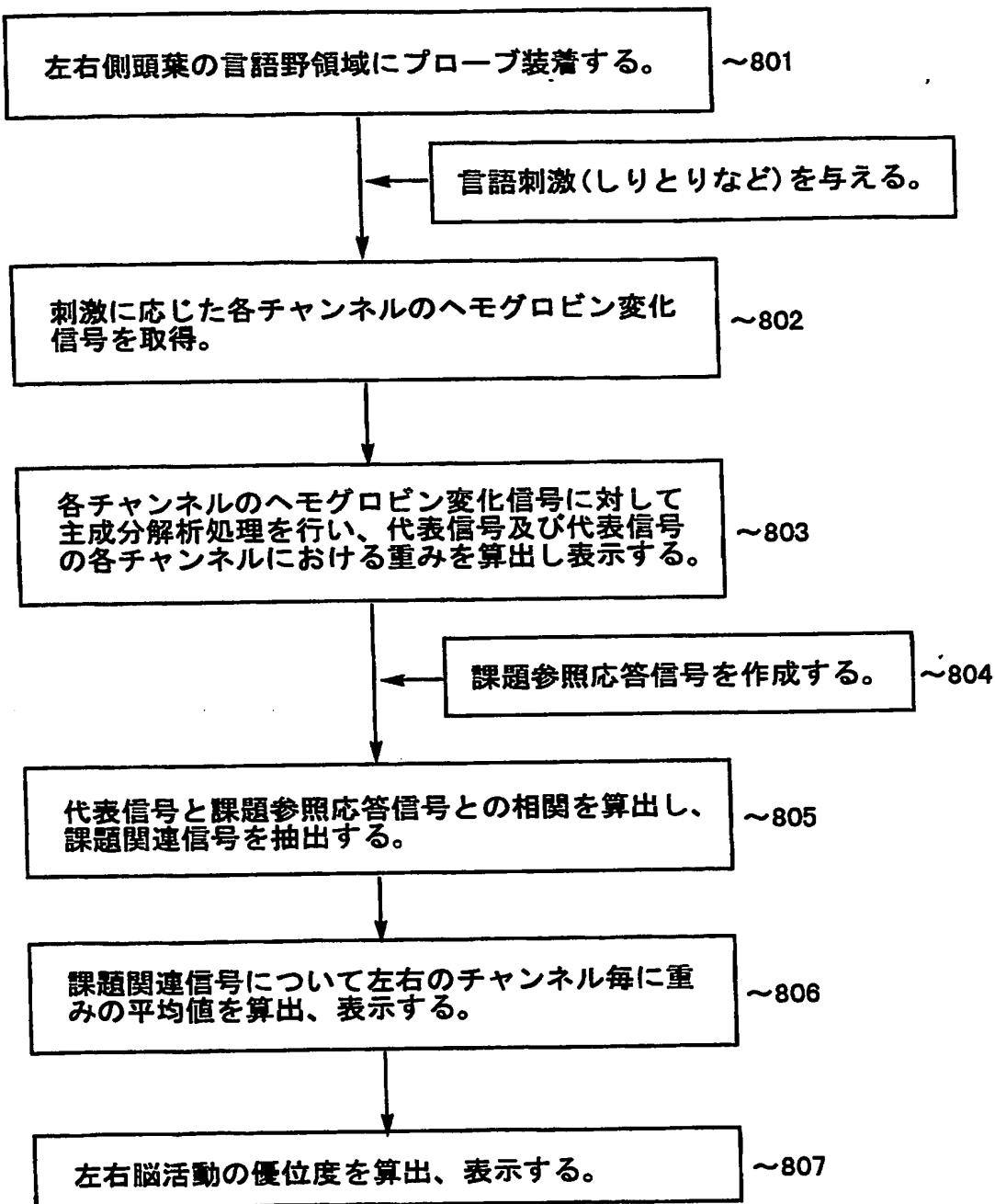


【図7】

言語課題参照応答信号：矩形波から10[s]遅延の台形波



【図8】



【書類名】要約書

【要約】

【課題】

計測されたヘモグロビン変化信号から負荷課題に対応したヘモグロビン変化信号のみを抽出することができ、脳内活動部位を正確且つ容易に同定することができる装置を提供する。

【解決手段】

生体光計測装置の信号処理部は、複数チャンネルにおいて計測された、課題負荷時のヘモグロビン変化信号から、主成分解析により寄与率の高い代表信号を抽出し、表示する。この主成分解析で算出された代表信号の各チャンネルにおける存在頻度を併せて表示する。抽出された代表信号と、指定された課題に対する生体反応パターンを表す参照応答信号との相関を算出し、代表信号の中から課題関連信号を抽出、表示する。課題関連信号として表示された代表信号と、それについて表示された各チャンネルにおける存在頻度とから、最も反応のあったチャンネルを求め表示する。

【選択図】

図 6

特願2002-260300

出願人履歴情報

識別番号 [000153498]

1. 変更年月日 1990年 8月10日

[変更理由] 新規登録

住所 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
氏名 株式会社日立メディコ

特願 2002-260300

出願人履歴情報

識別番号 [000005108]

1. 変更年月日 1990年 8月31日

[変更理由] 新規登録

住所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地  
氏名 株式会社日立製作所